Münster.1932.Nr 44 Med Diss.

Aus dem zahnärztlichen Institut der Wilhelms-Universität zu Münster i. W.
Direktor: Professor Dr. Müller

Die biologische partielle Prothese mit besonderer Berücksichtigung der federnden Aufhängung.

Inaugural-Dissertation

verfaßt

und der hohen Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde vorgelegt von

Käte Müller
Zahnärztin aus Bremen, geb. in Marseille

1932

Gedruckt in der Buchdruckerei Rolf Voerckel, W.-Elberfeld Höchsten 9a

Dekan: Prof. Dr. Herzog
Referent: Prof. Dr. Müller

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Westfälischen-Wilhelms-Universität

Das menschliche Gebiß bildet zusammen mit Periodontium, Alveolarknochen und tragendem Kieferknochen eine organische Einheit. Die Beanspruchung des Knochens durch die Kaudruckkräfte, —von den Zähnen durch das Wurzelbett auf diesen übertragen — und die auf diese Beanspruchung eingestellte Struktur des Kieferknochens stehen in ständiger Wechselbeziehung zueinander. Dichtere Knochenmassen befinden sich als Trajektorien zwischen dem spongiösen Bau des Knochens dort, wo die stärksten Druckeinwirkungen aufzufangen sind. Im gesunden Zustand sind die Beziehungen zwischen Belastung und Knochenbau genauestens aufeinander abgestimmt, das heißt sie befinden sich im physiologischen Gleichgewicht.

Durch verschiedene Ursachen, besonders in allen Fällen der Überlastung einzelner Zähne oder Zahngruppen, wird dieses Gleichgewicht gefährdet und kann ganz verloren gehen.

Eine Disposition zur Gefährdung des physiologischen Gleichgewichts schafft das Lückengebiß. Als wichtigstes kompensatorisches Moment gegen die Einwirkung schädlich belastender horizontaler Kräfte ist hier die Kontaktpunktstellung des Zahnbogens verloren gegangen. Als allgemein bekannte Folge tritt häufig das „Zur-Lücke-kippen" und Wandern der Nachbarzähne auf. Der stützende Knochen hat das physiologische Gleichgewicht nicht durch kompensatorischen Knochenanbau aufrecht erhalten können. Im Gegenteil – die histologischen Untersuchungen des Paradentiums haben gezeigt, — wie wenig widerstandsfähig gerade der Limbus des Alveolenknochens gegen schädigende Reize

ist. Mit dem Vorhandensein einer Lücke im Gebiß ist ein ganzer Gefahrenkomplex aufgetreten, der aus Knochenschwund, Kippen der Nachbarzähne, evt. auch noch Stellungsveränderungen im weiteren Zahnbogen besteht, wodurch die richtige Artikulation des Bisses verloren gehen muß.

Die Forderung, diese Gefahren auszuschalten, soll neben anderen wichtigen Gesichtspunkten die Herstellung eines künstlichen Ersatzes leiten. Rumpel sagt: „Der Prothetiker neuen Stils faßt das Gebiß als ein biologisches Ganzes, als ein Organ auf und erblickt seine Hauptaufgabe darin, zunächst das Restgebiß gesund und leistungsfähig zu erhalten, und den Rekonstruktionsplan in Übereinstimmung mit seiner prophylaktischen Forderung aufzustellen." Die Rücksichtnahme auf das Restgebiß hat sich im Laufe der Zeit zu einer der Hauptaufgaben der Prothetik entwickelt. Die Schäden, die Prothesen alter Konstruktion am Restgebiß verursachen, haben erst auf die Wichtigkeit dieser Aufgabe hingewiesen.

Das Hauptkontingent für schädigende Momente stellen die Klammern. Ihnen ist es auch wohl zu verdanken, daß — laut amerikanischer Statistik — mehr Zähne durch falsch konstruierte Prothesen als durch Karies verloren gehen. Solche Statistiken lassen sich natürlich nur anhaltsweise verwenden, da sie häufig ein einseitig übertriebenes Abbild der wirklichen Verhältnisse sind. — Klammern wirken dann schädigend auf die Stützzähne ein, einmal wenn die Prothese mit ihnen auf den umklammerten Zahn eine Hebelwirkung ausübt, der nicht genügend Widerstand entgegengesetzt werden kann, sodaß der Zahn gelockert wird; oder dann, wenn die Prothese samt der Klammer allmählich absinkt, sodaß die Klammer die Schmelz - Zementgrenze erreicht, wo sie durch Zerreiben des Zementes und Absplittern des Schmelzes Eingangspforten für die Karies im Dentin schafft. Zu den weiteren Nachteilen der Plattenprothesen rechnet man, daß im Oberkiefer bei weitgehendster Bedeckung der Gaumenschleimhaut einmal die Schleimhaut selbst leidet, indem sie bei ungenügender Mundpflege häufig

schwammig wird, und zweitens sind Tast-, Geschmacks- und Temperaturempfindungen sehr herabgesetzt. Im Unterkiefer sieht man oft, daß die Frontzähne nach vorn und auseinander gedrängt sind, wenn die Kautschukplatte bis an die Zähne heranreicht. Gleichzeitig werden der linguale, und im Oberkiefer der palatinale Zahnfleischrand und die Interdental-Papillen durch die Kautschukplatte blockiert, wodurch zunächst Ernährungsstörungen auftreten, denen Entzündungen des Zahnfleisches und Abbau des Knochen folgen.

※Das erste Bild der im Anhang beigefügten Abbildungen zeigt eine derartige Prothese, bei der, um zwei rechte und einen linken Prämolaren zu ersetzen, eine Kautschukplatte verwendet war, die zum großen Teil die Lingualflächen der Frontzähne bedeckte. Die Besprechung neuartig gestalteter Prothesen folgt im letzten Teil der Arbeit.

Eine Veränderung, die den Knochen betrifft, ist die häufig beobachtete Atrophie des distalen Kieferkammes bei Freiendprothesen. Die Gesamtheit der Schäden, die durch das Tragen partieller Prothesen aufgetreten waren, hat den Prothetiker schon lange nach besseren Konstruktionsmitteln suchen lassen. Aber erst die genaue Kenntnis des gesamten physiologischen Geschehens, die durch neuzeitliche histologische und röntgenologische Untersuchungen geschaffen wurde, ermöglicht die Aufstellung eines Behandlungsplanes, der diese Vorgänge voll berücksichtigt. Schröder stellt folgende Forderung auf: „Der Prothetiker hat demgemäß die anatomischen Eigenschaften, die physiologischen und biologischen Vorgänge der Mundhöhle dem technisch-mechanischen Plan gegenüber weitgehendst in Rechnung zu stellen. In diesem Sinne ist jeder künstliche Ersatz als biologisches Problem aufzufassen."

Zu den biologischen Prozessen in Alveole und Kieferknochen stehen die Kaudruckkräfte in engster Beziehung, in dem eben bestimmte Belastungen durch entsprechende Reaktionen beantwortet werden. Bekanntlich wirken die Kaudrucke sich nicht allein in vertikaler sondern auch in horizontaler Richtung auf die Zähne aus. Es handelt sich hier um mathematisch komplizierte Vorgänge, da ja zu der

※Die Wiedergabe der Abbildungen ist im Druck unterblieben

Scharnierbewegung die seitliche Mahlbewegung und das Vorschieben des Unterkiefers beim Abbiß kommt. Als weiterer Faktor ist die Facettierung der Zahnoberflächen zu berücksichtigen. Hier sollen nur die Hauptresultanten der gesamten Kaudruckkräfte hervorgehoben werden. Die Schließbewegung wirkt sich an den Seitenzähnen als Vertikaldruck aus, während die Frontzähne teilweise horizontalen Kräften standzuhalten haben und zwar um so mehr, je weiter ihre Stellung vom Kopfbiß zum Scherenbiß abgeändert ist. Die Seitwärtsbewegung des Unterkiefers beansprucht die Seitenzähne, zum Teil auch den Eckzahn in transversaler Richtung. Das intakte Gebiß ist den Einwirkungen der Kaudruckkräfte gewachsen, weil ihm ausreichende Kompensationsmittel zur Verfügung stehen. Ist durch Lückenbildung irgend ein Kompensationsmittel verloren gegangen, so sind bei der Konstruktion eines Ersatzes die horizontalen Kräfte möglichst auszuschalten. Denn Überbelastung in horizontaler Richtung ist das für die Stützzähne schädigende Moment, während sie fähig sind, vertikal gerichtete Kaudrucke ohne Schaden aufzufangen, auch wenn diese das normale Maß der Belastung weit übersteigen.

Kaudruckmessungen an Brückenkonstruktionen haben ergeben, daß die Tragfähigkeit der Brücke nicht einem Mittelwert, berechnet aus der Tragfähigkeit der Pfeiler, entspricht, sondern, daß dieser Mittelwert weit übertroffen wird; ein Beweis dafür, daß verstärkte vertikale Belastungen von dem Parodontalgewebe ohne weiteres aufgefangen werden. Das Periodontium ist ja auch von der Natur dazu bestimmt, den Kaudruck zu übertragen, und es vermag sich stärkerer Beanspruchung anzupassen. Deshalb erzielt man bei der Kaudruckmessung von Brücken, die derart physiologisch gestützt sind, ziemlich hohe Werte. Ganz andere Resultate aber ergibt die Kaudruckmessung dort, wo die Kieferkämme zum Tragen einer Prothese verwandt sind. „Der knöcherne Alveolarfortsatz empfängt die durch die Prothese übertragene Kaudruckbelastung durch Vermittlung der aufgelagerten Mukosa, die durch ihre Sensibilität die Stärke des Druckes reflektorisch herabsetzt." (Stärke)

In dem Augenblick, wo der Kaudruck eine Schmerzempfindung in dem Schleimhauttegmentum der Kieferkämme auslöst, wird jede weitere Belastung durch Vermittlung des Zentralnervensystems automatisch ausgeschaltet. Daher ergibt die Kaudruckmessung in solchen Abschnitten durchschnittlich niedrigere Werte, als im Bereich des bezahnten Kiefers.

Für die Konstruktion von Prothesen kann die Kaudruckmessung insofern von Wert sein, als sie es ermöglicht, ein Bild von der Tragfähigkeit einzelner Pfeiler zu ergeben. Jedoch würde es zu weit führen, nur auf Grund der für die Stützpfeiler gefundenen Meßzahlen die Tragfähigkeit der anzufertigenden Prothese errechnen zu wollen. Auch sinkt die Tragfähigkeit einzelner Zähne manchmal unter den für sie normalen Kaudruckwert herab, z. B. dann wenn der Antagonist fehlt. Der Normalwert wird aber meistens nach Gebrauch einer gut funktionierenden Prothese wieder erreicht. — „Eine Kaudruckmessung ist in erster Linie eine biologische Widerstandsprüfung, die uns anzeigt, welchen Druck die untersuchten Zähne einzeln oder bei Prüfung größerer Strecken gemeinsam tragen. Dabei gilt die Meßzahl nur für den schwächeren der gleichzeitig geprüften Antagonisten. Wenn man weiß, welchen Druck die einzelnen Zähne aufnehmen können, so weiß man damit noch lange nicht, welchen Kaudruck der Patient auf diese Zähne legt." (Stärke) Bei der Kaudruckmessung handelt es sich also nur um die Feststellung absoluter Werte. Das wirkliche Verhältnis der Belastungen während des Kauaktes können wir daraus nicht errechnen. Wir müssen nur darauf bedacht sein, bei der Konstruktion von Plattenprothesen die Differenz in der Tragfähigkeit zwischen Stützpfeilern und Kieferkämmen durch entsprechende technische Hilfsmittel auszugleichen. Und noch ein zweiter Ausgleich ist zu schaffen. Dieser betrifft den Unterschied in der Kompressibilität von Periodontium und der den Kiefer bedeckenden Schleimhaut. Die Resilenz der Schleimhaut ist sehr variabel, jedoch kann man damit rechnen, daß sie sich bei maximaler Belastung um etwa 0,3 mm (nach Kantorowicz) kom-

primiert. Dieser Grad der Komprimierbarkeit wird vom Periodontium nicht erreicht, sodaß daraus beim Kauakt eine Bewegungsdifferenz zwischen Restgebiß und Prothese resultiert.

Die häufig schlechten Erfahrungen, die man mit partiellen Plattenprothesen gemacht hat, sind gerade in den letzten Jahren in vielen Richtungen ausgewertet worden, sodaß eine neuzeitliche Prothese in ihrer Konstruktion oft erheblich von der alten Stils abweicht. So entstand, um die Gaumenschleimhaut ihren natürlichen Funktionen zu erhalten, die sogenannte skelettierte Prothese. Doch fehlte jetzt bei kleinerer Ausdehnung der tragenden Fläche auch die genügende Adhäsion, sodaß eine stärkere Befestigung am Restgebiß nötig wurde. Doch feste Umklammerungen, die zum Teil durch gegossene Klammern erzielt wurden, erwiesen sich als zu schädigend für die Stützzähne, da jetzt fast der gesamte Kaudruck auf diesen lagerte. Zum Schutze der Zähne wurden dann zuerst von amerikanischer Seite die sogenannten „stressbreaker" zwischen Plattenanteil und stützenden Zahn eingeschaltet. Diese in Form von Scharnieren und verschiedensten Geschieben hatten meistens den Nachteil, daß sie der Prothese in einer Richtung zu viel Bewegungsfreiheit ließen.

Diese Neuerungen sind Ausdruck des modernen Prinzips, das Restgebiß schonen zu wollen, und es trotzdem zum Verankern der Prothese vorteilhaft heranzuziehen. Außerdem haben wir noch andere Mittel in der Hand, mit denen wir den schädlichen Kaudruckkräften direkt begegnen können. Als erstes ist die Versteifung zu nennen. Wir kennen die sagittale, die transversale und die tangentiale (nach Schröder) Versteifung. Alle Arten schließen, sei es z. B. durch fortlaufende Klammern oder miteinander verlötete Kronen mehrere Zähne zu einer Einheit zusammen, wodurch Torsions- und Kippmomente ausgeschaltet werden.

Weiter nehmen wir den Kaudruckkräften ihre schädigende Wirkung, wenn wir ihre Angriffspunkte möglichst in die Nähe des Drehpunktes des Stützzahnes legen. Dieser

befindet sich im oberen Drittel der Zahnwurzel. Eine Belastung, die nahe an diesem Drehpunkt einwirkt, wird ein kleineres schädigendes Moment auf den Zahn ausüben, als eine, die entfernt davon wirkt, da ja das Drehmoment mit dem längeren Hebelarm größer wird. In diesem Sinne bieten Gestängekonstruktionen, die an den Stützzähnen in Höhe des Alveolarkammes inserieren, günstige Angriffspunkte und Widerlager für die auf ihnen ruhende Prothese. Als letztes und neues Hilfsmittel der Prothetik ist die federnde Verankerung zu nennen. Die Eigenart einer Federkonstruktion ermöglicht es dem Prothetiker, den geforderten Zielen näher zu kommen. Das Wesen der Federn und ihre Indikationsgebiete sollen in den folgenden Abschnitten dieser Arbeit eingehend besprochen werden.

Die Federkonstruktionen sind neuartig technische Hilfsmittel der zahnärztlichen Prothetik. Die Literatur, die über dieses Gebiet berichtet, ist daher noch nicht sehr umfangreich. Auch werden noch einige Jahre vergehen müssen, ehe man über den Wert dieser Konstruktionen ein abschließendes Urteil fällen kann, das durch ausreichende klinische Erfahrungen gestützt ist. Jedoch sind an der hiesigen zahnärztlichen Universitätsklinik schon in vielen Fällen gute Erfolge mit derartigen Konstruktionen erzielt worden.

Die federnd aufgehängte Prothese steht auf einer Zwischenstufe zwischen der starr und der freigelenkig verankerten Prothese. Die Eigenart einer Feder ist ihre Elastizität, welche dieser ein gewißes biologisches Gepräge gibt, das dem Wesen des peridentalen Gewebes und der Schleimhaut in Bezug auf ihre Nachgiebigkeit ähnelt.

Was läßt sich nun vermittels Federkonstruktionen in der zahnärztlichen Prothetik erreichen? Was leistet vor allem eine Feder bei dem Bestreben, das Restgebiß zu schonen? Wird eine Feder an ihrem freien Ende durch eine auf sie einwirkende Kraft von ihrer Ruhelage abgelenkt, so wandelt sich die angewandte Energiemenge in der Feder in Spannungsenergie um. Diese Spannungsenergie wirkt sich weiter auf die Verankerungsfläche der Feder aus. Die Krafteinwirkung auf den Ankerpunkt kommt bei einer Feder also nicht direkt zur Geltung, sondern wird zuerst von der Feder aufgefangen und durch diese gleichmäßig weitergeleitet. Je stärker nun eine Feder ist, umso größer muß auch die Kraft sein, die imstande ist, die Feder aus ihrer Ruhelage zu verdrängen. Entsprechend der stärkeren Belastung nimmt auch die Spannungsenergie in der Feder zu, und damit wird schließlich wiederum die an dem fixen Pol sich auswirkende Kraft größer. Das ist von Wichtigkeit zur Bestimmung der Federstärke, zur Verankerung einer Prothese. Die Stärke der Feder muß einmal der Stabilität des Ankerzahnes, dann aber auch der voraussichtlichen Belastung der Prothese durch den Kaudruck angepaßt sein. Schwächere Ankerzähne wird man mit Federn von größerer Elastizität versehen als feste Zähne.

In vielen Fällen wird man gezwungen sein, durch künstliche Versteifung die Stabilität des Restgebisses zu erhöhen. Dieses wird nötig, einmal wenn das Restgebiß auf einen sehr kleinen Bestand zusammengeschmolzen ist, oder wenn es sich um Zähne handelt, die durch Überlastung etwas gelockert sind. In solchen Fällen ist es gut, den schädigenden horizontalen Kräften möglichst energisch zu begegnen. Schon oben war erwähnt worden, wie das einmal durch Versteifung zu erreichen ist, dann dadurch, daß man den Angriffspunkt der Kräfte möglichst in die Nähe des Alveolarkammes verlegt, und schließlich dadurch, daß man die Prothese federnd mit dem Restgebiß verbindet.

Eine Feder gibt uns die Möglichkeit, — wenn wir sie entsprechend gestalten. — transversal gerichteten Kräften ihre schädigende Wirkung zu nehmen. Ein federnder Draht z. B. gibt einer horizontalen Belastung genau so nach, wie einer vertikalen. Tritt nun ein solcher Federdraht an die Stelle eines starren Klammerschwanzes, so ändern sich dam it auch die Auswirkungen der Horizontalbewegungen der Prothese auf den Klammerzahn. Eine starr verbundene Klammer beansprucht den Ankerzahn auf Torison und Biegung. Bei einer federnd aufgehängten Klammer werden diese schädigenden Momente eingeschränkt, da hier nicht der Zahn sondern der Federdraht den horizontalen Drucken nachgibt.

Eine für den Ankerzahn sich besonders günstig auswirkende Belastung durch die Kaudruckkräfte findet dann statt, wenn die federnde Verbindung zwischen Klammer und Prothese nicht geradlinig, sondern nach Stärke schleifenförmig verläuft. Auf diese Weise erreicht man, daß der einwirkenden Energiemenge durch die im rückläufigen Schenkel auftretende entgegengesetzt wirkende Kraft das Gleichgewicht gehalten wird. So wird eine derartige Federkonstruktion zu einem wirksamen Mittel gegen schädigende Transversaldrucke.

Doch wohl der größte Vorteil einer Feder liegt darin, daß wir mit ihrer Hilfe die Gesamtheit der Kaudruckkräfte gleichmäßig auf Stützzähne und Kieferkämme verteilen können. — Wenn die Anzahl und Festigkeit der Restzähne es

gestatten, so ist jeder Prothetiker bemüht, die Prothese nur an den noch vorhandenen Zähnen in Form einer festen Brücke abzustützen, und nicht die Schleimhaut zum Tragen der Prothese heranzuziehen. Müssen aber doch Zähne und Schleimhaut zum Stützen der Prothese verwandt werden, so ist die richtige Verteilung der Kaudrucke auf beide eine wichtige Frage.

Der Zustand des Restgebißes und der Kieferkämme bestimmt als wichtigster Faktor die Art der erforderlichen Prothese. In manchen Fällen werden die noch vorhandenen Zähne zu wenig Stabilität aufweisen, um die auf die Prothese einwirkenden Belastungen zum Teil mit auf sich nehmen zu können. Wenn sich in solchen Fällen auch durch Versteifung nicht genügend Widerstandsfähigkeit erreichen läßt, so wird man die Prothese als reine Schleimhautprothese gestalten müssen, indem man sie mit dem Restgebiß freigelenkig verbindet, so daß dieses von Belastungen durch die Prothese freibleibt.

Sind aber noch genügend feste Zahngruppen vorhanden, so lassen sich durch Einschalten von Federn die Kaudrucke ausgezeichnet auf Zähne und Kiefer verteilen. Dies soll an dem Beispiel einer Freiendprothese erläutert werden.

Unter den Schädigungen, die durch partielle Prothesen verursacht werden, ist schon oben die Atrophie der distalen Kieferkämme bei Freiendprothesen erwähnt worden. Die Ursache dieser Atrophie liegt darin, daß die Kieferkämme an ihrem distalen Ende stärker beansprucht werden, als mesial in der Nähe der Stützzähne, denn diese übernehmen, bei starrer Aufhängung der Klammern, den größten Teil des in ihrer Nähe einwirkenden Kaudrucks. Zwar betont Rumpel das Bestehen eines sensorischen Gleichgewichtes zwischen der Tragfähigkeit der belasteten Kieferpartien und der auf sie ausgeübten Belastung in dem Sinne, daß der Patient den stärksten Kaudruck dorthin verlegt, wo er am besten aufgefangen wird, also in die Nähe der Stützzähne. Das ist auch tatsächlich praktisch der Fall, aber trotzdem tritt in manchen Fällen die Atrophie der distalen Kieferkämme ein. Dann hat eben doch eine Überbelastung des

Kiefers stattgefunden, als deren erste Folge, begründet durch schlechte Durchblutung und Reizung der Schleimhaut, ein Dekubitus aufgetreten war. Weitere Druckeinwirkungen behinderten dann auch die Ernährung des darunter befindlichen Knochens, sodaß dieser allmählich resorbiert wurde. Eine weitere Folge ist verstärktes Absinken des Prothesenendes, womit natürlich auch die Hebelwirkung auf die Ankerzähne zunimmt, was zu deren Lockerung führen muß.

Tritt nun aber an Stelle der starr verankerten Klammer eine federnd aufgehängte, so läßt sich damit die Auswirkung des Kaudruckes willkürlich regeln. Weil die Feder der Belastung nachgibt, senkt sich die Prothese nicht wie früher nur mehr distal sondern in ganzer Ausdehnung gleichmäßig in die Kieferschleimhaut ein. Die Schleimhaut läßt sich solange komprimieren, bis eine weitere Belastung durch ihre Sensibilität automatisch ausgeschaltet wird. Dieser Augenblick ist durchschnittlich bei einer Kompression um 0.3 mm erreicht.

Um dieser Kompression der Schleimhaut zu folgen, brauchte die Nachgiebigkeit der Feder nicht groß zu sein. Und wenn die Ankerzähne tragfähig genug sind, so wäre es nur erwünscht, wenn durch eine ziemlich starke Feder ein großer Teil der Druckbelastungen auf die Stützzähne als die natürlichen Widerlager des Kaudrucks übertragen würde. Denn entsprechend der Tragfähigkeit der Feder steigert sich der Nutzeffekt der Prothese.

Wir könnten also schon vermittels geringer Elastizität einer Feder die Bewegungsdifferenz zwischen Periodont und Mukosa ausgleichen. Damit haben wir aber nur die vertikalen und nicht die horizontalen Schwankungen der Prothese berücksichtigt Gerade im Unterkiefer sind die Kieferkämme oft sehr flach und schmal, sodaß keine Möglichkeit vorhanden ist, durch einen breiten Sattel der Prothese Halt zu gewähren. In solchen Fällen ist mit ausgedehnten Horizontalschwankungen der Prothese zu rechnen. Diesen Bewegungen muß die Prothese angepaßt sein und muß ihnen nachgeben können. Zu diesem Zweck sind Federn von größerer Elastizität zu wählen, als sie für die eben

besprochene Vertikalbewegung benötigt werden. Denn die Schwankung der Prothese in vertikaler Richtung beträgt je nach der Resilenz der Schleimhaut zirka 0.3 mm, während die Horizontalschwankungen beträchtlich stärker sein können. Diesen Seitwärtsbewegungen muß also durch einen höheren Elastizitätsgrad der Feder nachgegeben werden, damit keine Bruchgefahr für die Konstruktion auftreten kann.

Es lassen sich nun verschiedene Verankerungsmittel von Prothesen federnd gestalten. Am häufigsten wird die Verbindung zwischen Klammer und Prothese federnd hergestellt. Die schleifenförmige Anlage des Klammerschwanzes ist im hiesigen Zahnärztlichen Institut häufig in Verbindung mit der Riechelmannklammer verwandt worden, wie die Modelle es noch zeigen sollen. Aber auch fortlaufende und doppelarmige Klammern im Frontzahngebiet haben wir federnd mit der Prothese verbunden. Bei ausgedehnten zentralen Prothesen, wo z. B. jederseits nur noch ein Molar zur Verankerung zur Verfügung steht, verwendet man vorteilhaft eine „T"—förmige federnd aufgehängte Klammer. Es sind natürlich vielerlei Variationen in der Gestaltung der federnd aufgehängten Klammern möglich. Man muß sich nur der Wirkungen bewußt sein, die man mit der jeweiligen Wahl der Form, des Durchmessers, der Länge und der Elastizität der Feder hervorruft.

Eine weitere federnde Verankerung einer Prothese kann erzielt werden durch die elastische Gestaltung eines Gilmorereiters. Ein solcher Gilmorereiter (nach Angabe von Stärke) ist mit der Führung, die beiderseits das Gestänge umfaßt, durch eine Blattfeder verbunden. Die Blattfedern ermöglichen der Prothese bei vertikalem Kaudruck ein gleichmäßiges und festes Einlagern in die Schleimhaut. Dadurch wird eine gute Abstützung der Prothese durch den Kiefer erreicht. Horizontale Schwankungen hat ein Gilmorereiter nicht mehr aufzufangen, da diese schon durch die Gestängekonstruktion auf indifferente Punkte des Zahnsystems abgeleitet werden und so nicht mehr schädlich sind.

Ebenso ist eine vertikale Abstützung durch besondere Konstruktion von skelettierten Prothesen möglich. Die

Gaumenbügel solcher Prothesen lassen sich aus elastischem Material herstellen, wodurch auch bei sehr stark komprimierbarer Schleimhaut die Prothese immer den Bewegungen der Schleimhaut zu folgen vermag.

Aus den besonderen Eigenschaften des federnden Materials ergeben sich die Indikationen für die Fälle, wo wir derartige Konstruktionen für die Prothetik heranziehen. In erster Linie werden wir sie dort verwenden, wo die Verteilung der Kaudruckkräfte auf Kieferkämme und Restgebiß der Tragfähigkeit beider genauestens angepaßt und ausgeglichen sein soll, denn gerade eine Feder vermögen wir den individuellen Anforderungen des Kaudrucks gut anzupassen. Deshalb ist eine federnde Aufhängung besonders von Freiendprothesen sehr vorteilhaft, weil wir dadurch, wie schon oben näher beschrieben, die partielle Überlastung der distalen Kieferkammenden vermeiden. Gleichzeitig erzielen wir damit, wie Kaudruckmessungen ergeben, eine Steigerung des Nutzeffekts im Vergleich zu der nicht federnd verankerten Prothese.

Auch für ausgedehnte zentrale Prothesen ist eine federnde Aufhängung oft sehr geeignet. Gerade hier kommt es darauf an, die wenigen noch vorhandenen Zähne möglichst lange zu erhalten. Durch starre Klammern werden solche Zähne immer überlastet und geschädigt werden, während durch federnde Klammern die Überlastung eingeschränkt wird. Die gleichen Gesichtspunkte waren maßgebend für die häufige Verwendung der federnden Aufhängung bei Prothesen, die im hiesigen Zahnärztlichen Institut für Kieferschußverletzte angefertigt wurden. Hier war die äußerste Schonung des Zahnmaterials besonders indiziert, da bei ungenügender Retention der Prothese an den verletzten Kieferkämmen die Erhaltung des Restgebisses unbedingt erforderlich ist.

Federkonstruktionen sind auch dann angebracht, wenn wir wegen sehr schlaffer Schleimhaut ein starkes Absinken der Prothese befürchten müssen. Hier gestatten die Federn ein gleichmäßiges Nachgeben der Prothese, so daß die Tragfähigkeit des Kieferknochens auch in solchen Fällen gut ausgenutzt wird.

Als weiteres Indikationsgebiet für die federnde Verankerung einer Prothese sind noch die Fälle zu nennen, wo wir gezwungen sind, Zahnwurzeln zur Stützung heranzuziehen. Sind diese durch Gestänge untereinander gestützt, so vermögen sie gut die geringe Belastung zu ertragen, die die Prothese vermittels eines federnden Gilmorereiters auf sie ausübt. Stärke hat sogar beobachten können, daß Wurzeln, die schon etwas gelockert waren, sich so, wie durch einen psysiologischen Reiz wieder festigten, so daß man infolgedessen mit solchen Prothesen einen verhältnismäßig hohen Nutzeffekt erzielt.

Schröder berichtet von einem Fall, wo ein stark abradierter Schneidezahn mit einer totalen oberen Prothese federnd verbunden wurde. Und das anscheinend mit gutem Erfolg, denn Schröder schreibt dazu: „Abgesehen davon, daß die Platte durch diese Vorrichtung einen gewißen Halt gewann, wirkte die Wurzel gerade in diesem Fall als tastempfindendes Fundament außerordentlich günstig. Die Sicherheit, mit der der Patient das völlig ungewohnte Gebiß sofort in Gebrauch nahm, war überraschend."

Wenn der Praktiker den Federkonstruktionen noch vielfach skeptisch gegenüber steht, so liegt das wohl daran, daß die klinischen Erfahrungen als wichtigste Grundlage für den Erfolg jeder technischen Neuerung, noch nicht ausreichend sind. Außerdem bestand bisher noch eine gewiße Unsicherheit in der Auswahl der für jeden Fall richtigen Federstärke. Daß die Dimensionen der Federn nicht passend gewählt waren, verursachte manchmal Mißerfolge. Um Irrtümer in dieser Beziehung zu vermeiden, ist von Stärke eine Tabelle veröffentlicht worden, die die Bewegungen von Federn verschiedener Länge und Dicke bei bestimmten Belastungen wiedergibt. Die gefundenen Meßzahlen sind folgende:"

Belastung	Drahtstärke	Federlänge		
g	mm	1 cm	1.5 cm	2 cm
250	1	0.35	1,05	2,8
	1,2	0,07	0,21	0,56
	1,5	0,025	0,075	0,2
	1,75	—	0,04	0,1
500	1,2	0,2	0,6	1,6
	1,5	0,075	0,225	0,6
	1,75	0,04	0,12	0,32
1000	1,2	0,525	1,575	4,2
	1,5	0,2	0,6	1,6
	1,75	0,1	0,3	0,8

Die Meßzahlen wurden mit Hilfe größerer Übersetzungen abgelesen und die Mittelwerte einer Anzahl von Messungen mit Drähten verschiedener Lieferungen in die Tabelle eingesetzt. Die Tabelle gibt den Ausschlag der Federn in Millimetern an. Als Untersuchungsmaterial wurden 18 karätige Golddrähte mit 10% Platin verwendet."

Als Höchstbelastung des Federdrahtes ist in dieser Tabelle 1000 g angegeben. Im ersten Augenblick kann das manchen in Erstaunen versetzen, weil man unwillkürlich weit höhere Belastungen, die den Kaudruckwerten entsprechen erwartet. Bei näherer Überlegung aber wird sofort klar, weshalb Stärke seinen Messungen nur Belastungen bis zu 1000 g zugrunde gelegt hat. Oben ist unter dem Beispiel der federnden Freiendprothesen beschrieben worden, daß die Elastizität der Federn der Beanspruchung in zwei Richtungen gewachsen sein muß, und zwar in der vertikalen und der transversalen. Wenngleich der ausgeübte Druck in vertikaler Richtung, den wir mit dem Kaudruckmesser feststellen können, die transversal gerichteten Kaudrucke weit übersteigt, so sind doch die Exkursionen der Prothese in transversaler Richtung meistens größer als die in vertikaler. Wie schon oben bemerkt, liegt das daran, daß die vertikale Bewegung der Prothese durch die Resilenz der Mukosa begrenzt ist, während die Retention der Prothese in transversaler Richtung bei schmalen und flachen Kieferkämmen oft schlecht ist, wodurch in dieser Richtung eine größere Beweglichkeit der Prothese zustande kommt.

Nach diesen Überlegungen ist der Sinn der Stärkeschen Tabelle leicht zu verstehen. Setzen wir jetzt für die erforderliche Nachgiebigkeit der Federn in vertikaler Richtung 0,3 mm als die normale Kompressibilität der Mukosa ein, so ist dieses nach der Tabelle der Ausschlag einer Feder von 1,5 cm Länge und 1,75 mm Durchmesser bei einer Belastung von 1 kg. Da die vertikale Druckbelastung beim Kauakt aber größer ist als 1 kg, vermögen auch stabilere Federn, das heißt kürzere und dickere, die Bewegungsdifferenz zwischen Periodont und Muskosa auszugleichen.

Die niedrigen Belastungsproben der Tabelle sind vielmehr den transversalen Kaudruckkräften angepaßt, die die Horizontalschwankungen der Prothese verursachen. Denn trotz der geringeren Belastung ist wegen der häufig starken Exkursionen in dieser Richtung ein Übertreten der Elastizitätsgrenze der Feder und damit Bruchgefahr für sie zu befürchten. Eine Feder von gleichen Ausmaßen wie oben würde bei der schwächeren Belastung von nur 250 g um 0,04 mm nachgeben. Dieser geringe Ausschlag wird oft den Horizontalschwankungen nicht genügend nachgeben. Wir müssen deshalb dünneren Draht verwenden, der die genügende Elastizität besitzt. So ergibt ein Draht von 1 mm Durchmesser bei gleicher Länge und Belastung einen Ausschlag von 1,05 mm. Natürlich verringert sich mit kleinerem Durchmesser auch die Widerstandskraft der Feder. Deshalb ist es gut, in solchen Fällen die Druckeinwirkungen auf mehrere Federn zu verteilen.

Für die in der hiesigen Klinik häufig verwandten schleifenförmigen Federn in Verbindung mit Riechelmannklammern hat sich als günstiges Normalmaß bei Verankerung an den Molaren ein ovaler Platingolddraht von 1,75 mm Stärke, an den Prämolaren von 1,5 mm ergeben. Diese verhältnismäßig starken Federdrähte kann man im Molarengebiet meistens unbedenklich verwenden, denn bei einer zentralen Prothese sind keine erheblichen Horizontal-Schwankungen zu befürchten, wenn es sich um Kiefer mit normal gewölbten Gaumen und nicht zu flachen Kieferkämmen

im Unterkiefer handelt. Der kleinere Durchmesser des Drahtes bei der Aufhängung an Prämolaren ist ihrer, im Verhältnis zu den Molaren geringeren Tragfähigkeit angepaßt. Die Maßangaben haben natürlich nicht den Zweck, für alle derartigen Zwecke als passend anerkannt und schematisch verwendet zu werden. Vielmehr ist es auch hier notwendig, je nach Festigkeit und Beanspruchung der Pfeiler zu individualisieren. Mit Hilfe der von Stärke angegebenen Meßzahlen sind jetzt dem Praktiker exakte Werte für die Aufstellung eines individuellen Behandlungsplanes in die Hand gegeben.

Mit der größeren Sicherheit und der besseren Übersicht über die Wirkungsweise der Federn, werden nun auch die Vorteile solcher Konstruktionen bewußter ausgenutzt. Daß diese Vorzüge vor allem die prophylaktische Behandlung des Restgebisses unterstützen, ist oben erläutert worden, soll aber an dieser Stelle noch einmal zusammengefaßt werden. Die Federn ermöglichen vermöge ihrer Elastizität eine gleichmäßige Verteilung der Kaudruckkräfte auf alle Teile des Kiefers, die zum Tragen einer Prothese herangezogen werden. Die Verteilung der Kräfte ist individuell dem Zustand der stützenden Partien angleichbar, da sich die Stärke der Federn dementsprechend variieren läßt. Je kräftiger eine Feder ist, umso mehr vermag sie von den Belastungsdrucken der Prothese auf sich zu nehmen und umso mehr wird der Funktionswert der Prothese gesteigert. Transversale Druckeinwirkungen auf die Stützzähne werden bei zweckmäßiger Konstruktion der Feder in unschädliche Vertikaldrucke verwandelt. Auf diese Weise unterstützt eine Feder versteifte Zahngruppen in ihrer Wirkung gegen transversale Kräfte. Eine Federprothese folgt der Kompression der Schleimhaut und bewirkt eine gleichmäßige Belastung der Kiefertragflächen, wodurch partielle Atrophien des Kieferknochens verhindert werden.

Je zweckmäßiger die Federn für die Prothetik gestaltet und verwendet werden, desto mehr wird man auch dahin gelangen, Mißerfolge zu vermeiden. Die mangelnde

Sicherheit bei der Auswahl der individuell erforderlichen Federstärke für jede Prothese ist zum Teil durch die Messungen und Ausführungen Stärkes behoben worden. Im übrigen aber hängt der Erfolg einer Federprothese zum großen Teil von der persönlichen Erfahrung des Praktikers ab, die ja überall in der zahnärztlichen Technik eine wichtige Grundlage für das Gelingen einer Arbeit bildet.

Die Mißerfolge, die man an älteren Federprothesen erleben mußte, waren zum großen Teil durch falsche Dimensionierung und Anlage der Federn bedingt. Zu lange und zu dünne Federarme zerbrachen leicht, verbogen sich und gaben der Prothese zu wenig Halt. In dieser Form kamen sie unter dem Namen „stress-breaker" aus Amerika zu uns. Wie der Name schon besagt, hatten diese Federn nur den einen Zweck, die Stützzähne vor den schädigenden Druckbelastungen durch eine Prothese zu bewahren, und wurden deshalb lang und dünn gewählt. Aber bald ergab sich, daß das Restgebiß jetzt durch die dauernden Schwankungen der Platte geschädigt wurde, und daß die Federn in dieser Form noch keinen Fortschritt für die Prothetik bedeuteten. Die falsche Anlage der Federn verursachte auch gelegentlich eine Wirkung im Sinne eines orthodontischen Regulierungsapparates, daß z. B. einzelne Zähne aus ihrer ursprünglichen Stellung verdrängt wurden, wodurch Bißanomalien entstanden. Seitdem aber ist die Verwendbarkeit der Feder systematisch von mehreren Seiten aus erprobt worden, und noch jetzt ist man ständig bemüht, die Federprothese in ihrer Konstruktion zu vervollkommen.

Die im Anhang des Originals dieser Arbeit beigefügten Abbildungen zeigen verschiedene Modifikationen von Federprothesen. Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Münster ist die Wiedergabe der Bilder im Druck unterblieben, und es folgt deshalb nur die Beschreibung der Bilder an dieser Stelle. Vergleichsweise stellt das erste Bild die schon oben erwähnte untere Prothese alten Stils dar. An dem folgenden Modell erkennen wir die Umwandlung, die die Gestaltung einer unteren Prothese seitdem durchgemacht hat. Es handelt sich hier um eine Freiendprothese, die jederseits die

fehlenden Molaren und zweiten Prämolaren zu ersetzen hat. Der gut erhaltene vordere Zahnbogen befindet sich in fester Kontaktpunktstellung. Deshalb können wir die Prothesenschenkel jederseits mit einer doppelarmigen Klammer um Eckzahn und ersten Prämolar am Restgebiß verankern. Außerdem hat der Prämolar zur vertikalen Abstützung der Prothese mesial eine Auflage erhalten. Die Klammern sind mittels Federdraht von 1,5 mm Durchmesser mit den Prothesenschenkeln verbunden. In diesem Fall können wir ruhig kräftige Federn verwenden, da die Form der Kieferkämme starke Horizontalbewegungen der Prothese verhindert, und die umklammerten Zähne sehr widerstandsfähig sind. Die Verbindung der Prothesensättel untereinander stellt ein Bügel aus Kruppschen Stahl her. Dieser an Stelle der hier früher üblichen breiten Kautschukplatte läßt die Lingualflächen der Frontzähne und die Interdentalpapillen vollkommen frei, so daß diese nicht mehr durch die Prothese geschädigt werden. Einen ähnlichen Fall gibt das Bild Nr. 3 wieder. Hier ist die Front durch eine fortlaufende gegossene Klammer von Eckzahn zu Eckzahn in sich versteift. Auf diese Weise bilden die Frontzähne eine Einheit, an der sich die Prothesenschenkel gut durch Federdrähte verankern lassen. Das folgende Modell zeigt ebenfalls eine untere Prothese, welche hier aber zentral gelagert ist, d. h. daß sie keine frei endigenden Schenkel besitzt. In diesem Fall müssen sämtliche Zähne bis auf die noch jederseits vorhandenen letzten Molaren ersetzt werden. Um diese beiden noch sehr festen Zähne zum Stützen der Prothese heranzuziehen, wurden sie mit „T"—förmigen Klammern (nach Fritsch) versehen. Diese Klammern sind ebenfalls aus federndem Material hergestellt und bestehen aus je einem palatinalen und einem lingualen Klammerarm, die von distal nach mesial den Zahn umgreifen. Ebenso führt von distal über die Längsfissur des Zahnes ein federnder Draht, der über die mesial-approximale Fläche weitergeführt in die Prothesenplatte ausläuft. Die Elastizität dieses Drahtes gewährt der Prothese auch bei sehr nachgiebiger Schleimhaut eine sichere La-

gerung auf dem Kieferkamm und vermindert gleichzeitig die Belastung des Ankerzahnes durch die Prothese. Die nächsten Bilder zeigen einige Federprothesen für den Oberkiefer. Abb. 5 zeigt eine skelettierte Prothese, die jederseits die Zähne vom 2. Prämolaren bis zum letzten Molaren zu ersetzen hat. Der ziemlich hohe Gaumen vermeidet in diesem Falle Horizontalschwankungen der Prothese, und so genügt für die transversale Versteifung der Prothesenschenkel ein schmaler Gaumenbügel, dessen hinterer Rand mit der A-Linie abschließt und der nach vorne den größten Teil des Gaumens mit dem Torus palatinus freiläßt. Um in vertikaler Richtung die Prothese auf dem Kiefer abzustützen, ist der Gaumenbügel federnd gestaltet, und ebenso sind die beiden Auflageklammern, mit denen jederseits die Prothese an den ersten Prämolaren verankert ist, durch Federdrähte mit der Platte verbunden. Das Abkippen der Prothese verhütet eine fortlaufende Klammer an der Lingualfläche der Frontzähne. Die Abb. Nr. 6, 7, 8, 9 und 10 zeigen alle die Verankerung von Prothesen vermittels federnd aufgehängter Riechelmannklammern, die allein oder kombiniert mit anderen Konstruktionen die Prothese stützen. Eine Riechelmannklammer umfaßt hier jeweils zwei benachbarte Molaren oder Prämolaren, die unter sich durch zusammengelötete Kronen versteift sind. Den Klammerschwanz bildet ein Federdraht, der aus Gründen, die oben erläutert worden sind, schleifenförmig gestaltet ist. So zeigt Abb. 6 die Abstützung der Prothese durch zwei derartige Klammern, die je rechts und links an zwei Molaren als den noch einzig vorhandenen Zähnen verankert sind.

Einen besseren Halt gewährt die Konstruktion, die das nächste Bild wiedergibt. Hier wurden außer den Molaren auf jeder Seite noch die beiden Eckzahnwurzeln zur Verankerung herangezogen. Auf dem Gestänge, das beide Wurzeln verbindet, ruht ein federnder Gilmorereiter, sodaß eine gleichmäßige Vertikalbewegung und gutes Einlagern der Prothese möglich ist, ohne das Restgebiß zu überlasten. Eine ähnliche Art der Abstützung, jedoch mit anderer

Anordnung der Stützpfeiler zeigt das Modell Nr. 8. An der rechten Seite tragen zwei Molaren eine Riechelmannklammer, während links die Wurzeln des ersten Schneidezahnes und des Eckzahnes und der überkronte letzte Molar durch Gestänge untereinander verbunden sind. Versehen wir auch hier das Gestänge mit einem federnden Gilmorereiter, so haben wir das noch vorhandene Zahnmaterial vorteilhaft zur Abstützung ausgenutzt, ohne es zu überlasten. Abb. 9 zeigt das Modell eines Unterkiefers, bei dem nur der linke zweite Prämolar und der erste Molar zu ersetzen sind. Wenn in solchen Fällen wegen zu geringer Festigkeit der Nachbarzähne die Anfertigung einer festen Brücke nicht mehr möglich ist, so läßt sich eine abnehmbare Prothese in der dargestellten Weise herstellen. Die der Lücke benachbarten Zähne sind überkront und durch Gestänge miteinander verbunden. Auf der rechten Seite stützt sich die Prothese vermittels einer federnden Riechelmannklammer an dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren ab. Das Gestänge links wird mit einem einfachen Gilmorereiter versehen und beiderseits von diesem mit Zinnfolie belegt, um der Prothese Spielraum für die Vertikalbewegung zu lassen.

Wir hatten vor allem Gelegenheit, die federnde Abstützung der Klammern bei Kieferschußverletzten zu erproben. Abb. 10 gibt eine derartige obere Prothese wieder. Rechts befindet sich eine Brücke, die vom kleinen Schneidezahn bis zum Weisheitszahn reicht. Auf der linken Seite sind nur noch der erste und der zweite Molar vorhanden, die überkront und mit einer Riechelmannklammer versehen sind. Durch diese Klammer ist die Prothese federnd aufgehängt, während sie mit der nicht sehr widerstandsfähigen Brücke durch zwei Roach-Geschiebe verbunden ist. Diese freigelenkige Aufhängung verhindert die Belastung der Brückenpfeiler in ihrer Längsachse.

In einem anderen Fall einer Kieferschußverletzung standen nur noch zwei benachbarte obere Molaren zur Verankerung der Prothese zur Verfügung. Der Patient trug eine Prothese, die vermittels einer starr aufgehängten

Riechelmannklammer an den Molaren abgestützt war. Da der Kiefer stark zerstört war, wurden die Stützzähne in diesem Falle doppelt überlastet. Denn einmal war die Adhäsion der Platte an den Kiefertragflächen schlecht, sodaß die Prothese schaukelte, und zweitens wurde durch die starre Verankerung der Klammer fast der gesamte Kaudruck auf die Zähne übertragen. Hier war die federnde Aufhängung der Prothese die einzig mögliche Lösung, um weitere Schädigungen der schon etwas gelockerten Zähne zu verhüten. Die Riechelmannklammer wurde federnd mit der Platte verbunden, sodaß sich diese jetzt fest und gleichmäßig einlagern konnte. Dadurch wurde der Kaudruck auf Kieferknochen und Restgebiß verteilt, sodaß dieses vor zu großer Überlastung geschützt wurde.

Die hier besprochenen Modelle stellen einen kleinen Ausschnitt der vielen Variationsmöglichkeiten in der Verwendung der Federkonstruktionen zur Verankerung der partiellen Prothese dar. Voraussetzung für einen guten Erfolg solcher Prothesen ist die genaue Abgrenzung der Indikation für die Anwendung der Federn gegenüber anderen Verankerungsmitteln. Sind die Vorteile der Federn richtig erkannt und angewandt, so lassen sich, wie wir gesehen haben, mit ihrer Hilfe die durch eine Prothese an dem Restgebiß verursachten Schädigungen auf ein Minimum reduzieren.

Nachdem die wissenschaftlich experimentellen Grundlagen für die Anwendung der Federverankerung von mehreren Seiten aus geschaffen worden sind, bleibt dem Praktiker jetzt die Aufgabe, sich mit der Wirkungsweise dieses neuen Verankerungsmittels eingehend vertraut zu machen. Die langjährige praktische Erfahrung erst kann beweisen, ob die Federverankerung sich so bewähren wird, wie man es von ihr erwartet.

Literaturverzeichnis

Bonyhárd, Dr. med. Béla: Die federnde Verankerung Z. Rdsch. 1930, Heft 6.

Davidoff, Dr. Slawtscho: Gestützte Prothesen Z. Rdsch. 1931, Heft 30, 40.

Haber, Kaudruckmessapparate. Z. Rdsch. 1926, Heft 35.

„ Moderne Prothetik. Dtsche. Z. Wschr. 1930, S. 528.

Hanssen, Dr. Rudolf: Eine Stressbreaker-Skizze Z. Rdsch. 1931, Heft 7.

Kantorowicz, Prof. Dr. A.: Klinische Zahnheilkunde. Berlin 1924

„ Die gestützte Prothese Z. Rdsch. 1931, Heft 11, 12.

Kennedy, Edward: Partial Denture Construction 1928.

Michaelis: Bewertung der Zähne nach Kaueinheiten, Berlinische Verl. Anst. Heft 22.

Müller, Dr. Max: Prinzipien für die Anfertigung der modernen partiellen Prothese, Z. Rdsch. 1930, Heft 27, 28.

Murken, Dr. Walter: Ist die federnde Kraftübertragung ein Fortschritt für die Herstellung der modernen partiellen Prothese? Z. Rdsch 1930, Heft 39, 41.

Port-Euler: Lehrbuch der Zahnheilkunde.

Preiswerk: Lehrbuch und Atlas der zahnärztlichen Technik, München 1921.

Riechelmann: Systematische Prothetik. Berlin 1920.

Rumpel, Dr. C.: Klinik der modernen zahnärztlichen Prothetik

„ Die Ausschaltung der schädlichen Kaudruckkomponenten usw. Vierteljahrsschr. f. Zahnh. 1922, Nr. 3.

„ Gestützte Prothesen, Z. Rdsch. 1930, Heft 8.

Schröder, Hermann: Lehrbuch der technischen Zahnheilkunde, Berlin 1925.

„ Über die Aufgaben der zahnärztlichen Prothetik und die Versuche zu ihrer Lösung.

„ Zahnärztliche Prothetik eine Wissenschaft. Dtsch. zahnärztl. Wschr. Jahrg. 33, Heft 5.

Stärke, Dr. Walter: Mehrere Artikel über Federverankerung in der Z. Rdsch.
1929 Heft 49,
1930 „ 4, 13, 40, 42,
1931 „ 32, 43,
1932 „ 15.

Wustrow: Partielle Prothesen. Handbuch der Zahnheilkunde von Bruhn-Partsch-Kantorowicz, Bd. 3, München 1926.

Zerkowitz, Dr. Oskar: Theoretische Grundlage und Konstruktion der „elastisch gestützten" Prothese. Z. Rdsch. 1930, Heft 32, 33.

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Professor Dr. Müller meinen besten Dank aussprechen. Für meine Arbeit war es von großem Wert, daß Herr Prof. Dr. Müller mir die Modellsammlung des Zahnärztlichen Institutes liebenswürdigerweise zur Verfügung stellte und mir die Besprechung der beiden Krankenfälle überließ, wofür ich ebenfalls vielmals danke.

Lebenslauf

Ich, Käte Müller, wurde am 17. Februar 1909 als Tochter des Zahlmeisters H. W. Müller zu Marseille in Frankreich geboren. Am 28. Februar 1928 bestand ich in der realgymnasialen Studienanstalt in Bremen das Abitur und widmete mich danach dem Studium der Zahnheilkunde. Nach dem dritten Semester legte ich in Freiburg die zahnärztliche Vorprüfung ab und bestand am 14. Dezember 1931 an der Universität Münster in Westf. das zahnärztliche Staatsexamen mit dem Prädikat „sehr gut". Meine mündliche Promotionsprüfung hat am 28. Juli 1932 zu Münster stattgefunden.